Aus dem Physiologischen Institut
der Universität Tübingen
Lehrstuhl I: Prof. Dr. med. E. Betz

REAKTIONEN DES KAPAZITIVEN GEFÄSSSYSTEMS DES LINKEN UNTERARMES WÄHREND BEINKURBELARBEIT AM FAHRRADERGOMETER IM LIEGEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Theoretische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Bernhard Obele
aus Stuttgart

1978

Aus dem Physiologischen Institut
der Universität Tübingen
Lehrstuhl I: Prof. Dr. med. E. Betz

REAKTIONEN DES KAPAZITIVEN GEFÄSSYSTEMS DES LINKEN UNTERARMES WÄHREND BEINKURBELARBEIT AM FAHRRADERGOMETER IM LIEGEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Theoretische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Bernhard Obele
aus Stuttgart

1978

Dekan: Prof. Dr. med. H. J. Mallach
Berichterstatter: Prof. Dr. med. E. Betz

Meinen Eltern und meiner Frau gewidmet.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I)	Einleitung	1
II)	Methodik	4
	A. Patientenkollektiv	4
	B. Herzschlagfrequenz	6
	C. Belastung	6
	D. Arterielle Durchblutung	7
	Venöse Kapazität 1o-3o	8
	Venöse Compliance 3o-1o	8
	E. Venendruck	9
	F. Staudruck	9
	G. Aufzeichnungsgeräte	1o
	H. Untersuchungsgang	12
	I. Statistische Angaben	14
III)	Ergebnisse	17
IV)	Diskussion	34
	a. Fehlerdiskussion	34
	b. Ergebnisdiskussion	36
V)	Zusammenfassung	5o
VI)	Literaturverzeichnis	52

I) Einleitung

Im menschlichen Organismus befinden sich in körperlichem Ruhezustand ca 85 % des Gesamtblutvolumens im sogenannten Niederdrucksystem (Venolen, große und kleine Venen) (13).
Sofort nach Beginn von dynamischer Muskelarbeit steigt das Herzminutenvolumen an. Durch den veränderten d.h. erhöhten Sauerstoffbedarf der arbeitenden Muskulatur und durch thermoregulatorische Erfordernisse kommt es zu einer Umverteilung des Blutvolumens (4).

Zur Deckung des ansteigenden arteriellen Auswurfs des linken Ventrikels ist die Mobilisation von Blutvolumen initial insbesondere durch Verkleinerung des intrapulmonalen und intrathorakalen Blutspeichers (d.i. linke Herzkammer in Diastole, linker Vorhof, Pulmonalvenen und Pulmonalarterien, rechte Herzkammer und rechter Vorhof sowie die großen intrathorakalen Hohlvenen) nachgewiesen (3o).

Die erforderliche Erhöhung des Blutvolumenangebots an das rechte Herz erfolgt durch Erhöhung des venösen Rückstroms. Dies geschieht einerseits durch Entspeicherung visceraler Gefäßgebiete (Leber,Milz etc.) (19,27), andererseits auch durch Erhöhung des venösen Rückstroms aus der Peripherie durch Betätigung der Muskelpumpe im Bereich der arbeitenden Extremitätenmuskulatur selbst (18,25).

Die Frage, ob auch aus dem venösen Gefäßgebiet nicht arbeitender Extremitätenabschnitte durch Entspeicherung dem rechten Herzen Blut zur Verfügung gestellt wird,

wird in der Literatur unterschiedlich und widersprechend beantwortet.

Zur Beantwortung dieser Frage wurden in erster Linie venöse Gefäßgebiete des Unterarmes während Beinkurbelarbeit an einem Fahrradergometer mit unterschiedlicher Methodik untersucht (5,6,21,34).
Zur Erfassung venomotorischer Reaktionen wurde von Sharpey-Schafer der als zeitliches Differential von Druckzunahme : Volumenzunahme definierte Venentonus eingeführt (28).
Witzleb und Mitarbeiter (12,14) registrierten die Änderungen des Venentonus in einer Unterarmvene mit Hilfe der Verschlußtonographie bei Probanden in Horizontallage während verschiedener Belastungsstufen der Beinkurbelarbeit an einem Fahrradergometer.
Initial wurde bei niedriger Belastung eine Steigerung des Tonus gefunden, der bei anhaltender Belastung wieder abfiel.
Bei mittleren Belastungen blieb der Venentonus erhöht; nur bei maximaler Tretarbeit stieg der Venentonus kontinuierlich bis zum Abbruch der Tretarbeit an.
Die der Intensität nach belastungsunabhängig gefundenen Venentonussteigerungen innerhalb 2o Sekunden nach Arbeitsbeginn wurden als Bereitstellungsreaktion der bei Muskelarbeit notwendigen Blutumverteilung und Vergrößerung des effektiven Blutvolumens mit entsprechender Rückwirkung auf das venöse Angebot an das Herz gedeutet (14,33).

Die mit der Methode der Verschlußtonographie erfaßten Venentonusreaktionen können methodenbedingt nur neural vermittelt sein. Über die gesamtresultierende Änderung des kapazitiven Gefäßsystems, die in vivo auch humoral und insbesondere volumen- und druckpassiv beeinflußt wird, ist mit dieser Methode keine Aussage möglich.

Die Änderung der nerval,humoral und hydrostatisch beeinflußten und sich gegenseitig beeinflussenden Reaktionen des venösen Gefäßsystems können z.B. plethysmographisch quantitativ und qualitativ erfaßt werden.
Hierbei steht das untersuchte Gefäßgebiet in physiologischer Verbindung zum Gesamtkreislauf.

Robinson und Wilson (26) untersuchten so arterielle Durchblutung und venöse Compliance (s.S. 8) am Unterarm während Beinkurbelarbeit, jedoch in aufrechter Körperhaltung.
Unterschiedliche hydrostatische Ausgangsverhältnisse und die Tatsache, daß die Schwere der Tretarbeit nicht angegeben wird, machen einen direkten Vergleich der Ergebnisse von Robinson et.al. mit denen von Witzleb unmöglich.
Die venöse Compliance wurde zudem in der 4. Minute nach Arbeitsbeginn registriert, so daß Aussagen über initiale Reaktionen des venösen Systems am Beginn von Arbeit nicht gemacht werden können.

In vorliegender Arbeit sollte untersucht werden, ob am liegenden Probanden in der Anfangsphase von Beinkurbelarbeit verschiedenen Schweregrades Reaktionen des kapazitiven Gefäßbettes des nicht arbeitenden Unterarmes plethysmographisch festzustellen sind.

Die Messung der arteriellen Durchblutung und der Herzfrequenz am Ende jeder Belastungsstufe sollte einerseits der methodenkritischen Überprüfung der Ergebnisse dienen, andererseits auch dokumentieren, daß eine der jeweiligen Belastungsstufe entsprechende Reaktion des gesamten Herz-Kreislauf-Systems stattgefunden hat.

II) Methodik

A) Untersuchtes Patientenkollektiv

Die Untersuchungen wurden an 2o Patienten der 'Federseeklinik' (Klinik für Rheumatologie und Rehabilitation) in Bad Buchau/Federsee durchgeführt.
Die Patienten verbrachten dort einen mehrwöchigen stationären Kuraufenthalt im Rahmen von Rehabilitationsmaßnahmen der gesetzlichen Rentenversicherungsträger.
Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht der Patienten sind in Tabelle 1 dargestellt.

Alle untersuchten Patienten litten an degenerativen Erkrankungen der Wirbelsäule, zum Zeitpunkt der Untersuchung ohne akute Schmerzsymptomatik.
Anamnestisch und bei der klinischen Untersuchung waren alle herz- und kreislaufgesund.
Elektrokardiographisch fanden sich in Ruhe und unter Belastung keine pathologischen Befunde.
Die p.a. Röntgenaufnahme der Thoraxorgane war unauffällig.

Tabelle 1

Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht des untersuchten Patientenkollektivs (n=2o)

Nr.	Geschl.	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
1 (S.H.)	männl.	3o	182	86,3
2 (S.C.)	weibl.	26	163	64,4
3 (B.H.)	männl.	23	17o	82,3
4 (G.A.)	männl.	34	177	85,o
5 (K.R.)	weibl.	32	167	54,5
6 (G.G.)	männl.	42	17o	76,2
7 (S.E.)	männl.	38	177	93,2
8 (W.W.)	männl.	26	175	66,2
9 (M.T.)	weibl.	29	158	62,o
1o (S.M.)	weibl.	29	163	56,6
11 (S.G.)	männl.	32	169	82,5
12 (B.W.)	männl.	24	17o	72,3
13 (B.H.)	männl.	29	18o	76,2
14 (R.J.)	männl.	32	18o	71,3
15 (F.E.)	männl.	33	171	77,5
16 (A.P.)	weibl.	3o	157	6o,6
17 (K.M.)	weibl.	3o	163	62,o
18 (U.E.)	weibl.	32	157	52,3
19 (S.F.)	männl.	34	16o	62,o
2o (S.G.)	männl.	36	177	72,5
	$\bar{x}$	31,o	169,3	7o,8
	s	4,48	8,o9	11,53
	$s_{\bar{x}}$	1,o2	1,81	2,58

B) Herzschlagfrequenz

Zur kontinuierlichen Registrierung der Herzschlagfrequenz stand ein EKG-6-Kanal-Schreiber der Fa. Hellige zur Verfügung.
Registriert wurde auf Kanal 1 bis 3 die Standardableitungen nach EINTHOVEN auf Originalpapier mit einem Vorschub von 5 mm/sec.
Die Berechnung der Herzschlagfrequenz pro Minute erfolgte durch Ausmessen des Abstandes von 1o R - Zacken in Ruhe und am Ende jeder Belastungsstufe. Durch Bezug auf eie Papiervorschubgeschwindigkeit ergibt sich die Frequenz/min.

C) Belastung

Beinkurbelarbeit wurde von den Probanden im Liegen an einem mit der Untersuchungsliege fest verbundenen Fahrradergometer der Fa. Elema-Schönander (AB Ergometer EM No. 112o) absolviert.
Das Fahrradergometer war neu geeicht, arbeitete elektrisch gebremst und war in einem Bereich zwischen 4o und 6o Umdrehungen pro Minute drehzahlunabhängig.
Die kleinste einstellbare Belastungsänderung betrug 12,5 Watt.

D) Arterielle Durchblutung, venöse Compliance und venöse Kapazität

Veränderungen des Unterarmblutvolumens wurden segmentplethysmographisch mit einem Luftsegmentplethysmographen VASOSCRIPT der Fa. Bouke (Tübingen)

registriert.
Proximal wurde eine 12 cm breite Manschette um den Oberarm gelegt. Sie diente zur Drosselung des Blutzu- und/oder -abflusses.
Eine distale Manschette wurde um den größten Unterarmumfang angelegt. Der Anlagedruck betrug 12 mm Hg und beeinflußte die venöse Zirkulation nicht (1,24).

Meßprinzip:
Jeder Volumenänderung des Extremitätensegments unter der distalen Manschette entspricht eine proportionale Druckänderung in der Manschette. Diese Druckänderung wird mit einem Differentialmanometer gemessen, mit Hilfe eines elektromagnetischen Wandlers in eine proportionale elektrische Spannung verwandelt. Diese kann mit einem elektrischen Schreiber aufgezeichnet werden.
Eine im Vasoscript eingebaute volumetrische Eichvorrichtung erlaubt die quantitative Berechnung der Volumenänderung.

D.1) Arterielle Durchblutung

Durch schlagartiges Aufpumpen der proximalen Staumanschette auf einen subdiastolischen Druck von ca. 60 mm Hg wird der venöse Abfluß unterbunden, während der arterielle Zustrom zunächst unvermindert anhält (1,22).
Das Extremitätenvolumen nimmt also in der Zeiteinheit um den Betrag zu, der dem zufließenden arteriellen Volumen entspricht.
Die Auswertung der Originalkurven erfolgte in der von Steinle (31) angegebenen Art und Weise.

Die gemessene Volumenänderung des unter der Meßmanschette liegenden Extremitätenzylinders wird mit Hilfe der Reduktionsfaktoren nach Bub (1o) auf Volumenänderung in ml pro 1oo ml Weichteilgewebe (WG) umgerechnet.
Dimension der arteriellen Durchblutung:
$ml \cdot 1o^{-2}$ ml WG $\cdot$ min^{-1}

D.2) Venöse Kapazität 1o-3o

Die am Oberarm liegende Staumanschette wird so stark aufgepumpt, daß der blutig zu messende Venendruck 3o mm Hg erreicht. Dieser Druck wird zur Erreichung eines konstaten Volumenniveaus exakt 2 Minuten beibehalten (26).
Die zwischen basalem Venendruck und 3o mm Hg gefundene Volumenänderung wird - einen linearen Anstieg in diesem Bereich vorausgesetzt (13) - mit folgender Formel auf die venöse Kapazität 1o-3o umgerechnet:

$$\text{venöse Kapazität } 1o\text{-}3o = \frac{\text{Volumenänderung} \times 2o}{3o - \text{basaler Venendruck}}$$

Durch weitere Umrechnung der gefundenen Volumenänderung auf Weichteilgewebe ergibt sich als Dimension:
ml $\cdot$ $1o^{-2}$ ml WG

D.3) Venöse Compliance 3o-1o

Die venöse Compliance $\frac{dv/dt}{dp/dt}$ ist definiert als Kehrwert des von Sharpey-Schafer als zeitliches Differential von Druckzunahme : Volumenzunahme definierten Venentonus (28).

Die venöse Compliance 3o-1o wird dadurch ermittelt, daß das bei einem blutig gemessenen Venendruck von 3o mm Hg angestaute Blutvolumen durch kontinuierliches Senken des Venendruckes (Ablassen der Staumanschette) während exakt 4o Sekunden von 3o auf 1o mm Hg abnimmt. Die Volumenänderung wird mit der Druckabnahme in Beziehung gesetzt (9,26).
Nach Umrechnung auf Weichteilgewebe ergibt sich als Dimension für die so ermittelte venöse Compliance 3o-1o:

ml • $1o^{-2}$ ml WG • 3o-1o mm Hg^{-1}

Abbildung 1 zeigt eine Originalkurve in verkleinertem Maßstab (Mehrkanalschreiber Rikadenki KA 4o). Abbildung 2 soll schematisch die Kurvenauswertung, d.h. die graphische Ermittlung der Volumenänderung bei der Registrierung von venöser Kapazität 1o-3o und venöser Compliance 3o-1o verdeutlichen.

E) Venendruck

Der lokale venöse Druck wurde über einen von der linken Vena cubitalis nach distal eingeführten Kunststoffkatheter auf einen Druckverstärker STATHAM P 23 Db übertragen. Dessen druckproportionale Spannungsänderung wurde aufgezeichnet.
Die Spitze des eingeführten Kunststoffkatheters kam unter der Unterarmmeßmanschette im Bereich des größten Unterarmumfangs zu liegen.

F) Staudruck

Der anliegende Staudruck in der Oberarmmanschette und dessen Änderungen wurden über eine geeichte

spannungsmanometrische Meßbrücke der Fa. Statham, für die ein Anschluß am Vasoscript vorhanden war, simultan zum Venendruck registriert.

G) Aufzeichnungsgeräte

Zur Auswertung und Dokumentation wurden Änderungen des Unterarmvolumens, Staudruck in der Oberarmmanschette sowie lokaler venöser Druck simultan mit einem Mehrkanalschreiber der Fa. Rikadenki (Multi-Pen-Rekorder KA 4o) aufgezeichnet.
In ausgewählten Fällen erfolgte zusätzlich die Aufzeichnung von venösem Druck und Unterarmvolumen mit einem xy - Schreiber der Fa. Rikadenki (xy-Schreiber BW 1oo).

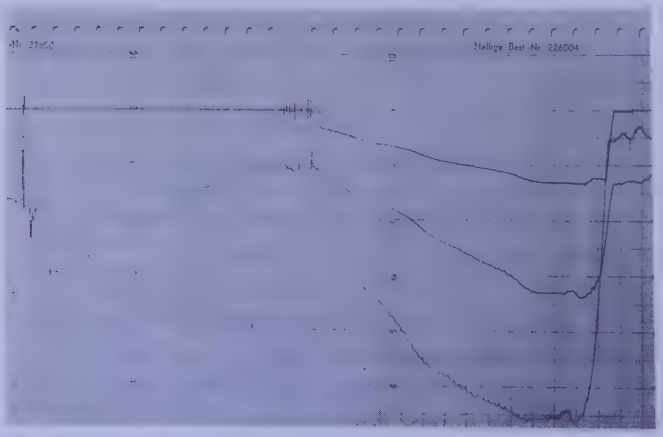


Abbildung 1
Fotographische Widergabe einer Originalregistrierkurve (Ein Registrierzyklus auf dem Mehrkanalschreiber)

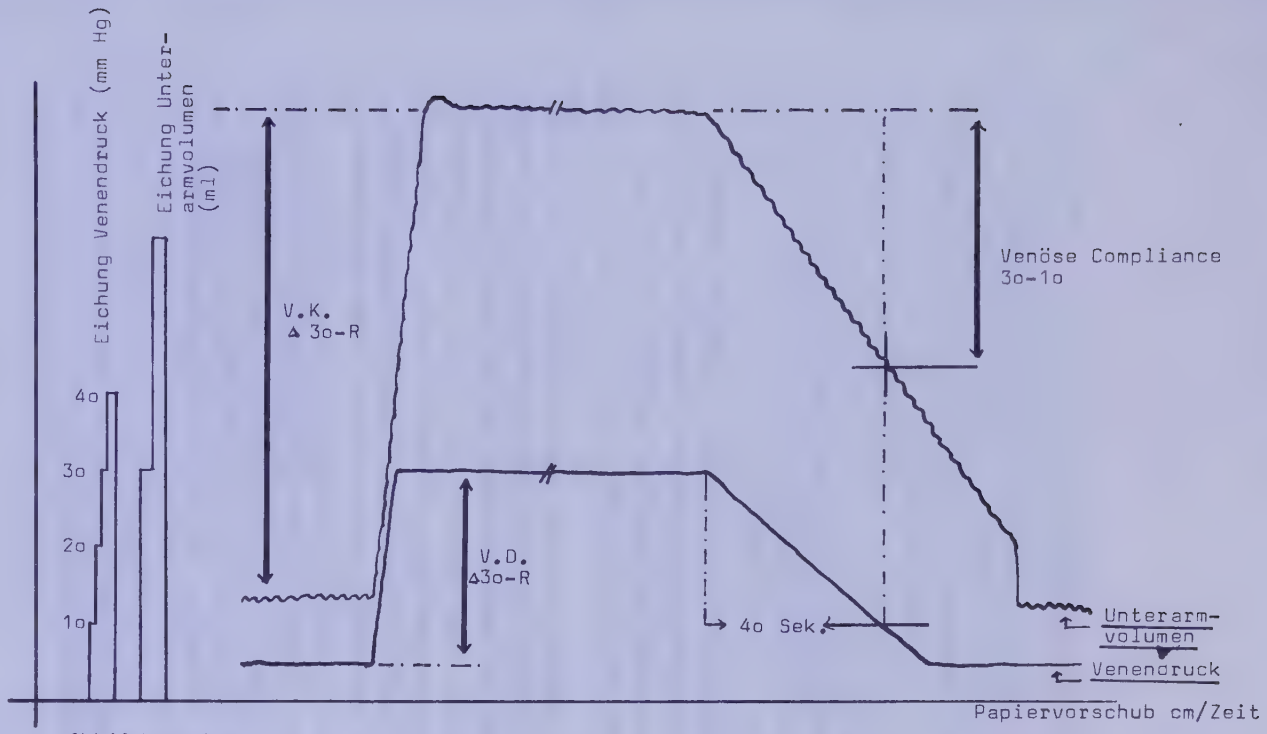


Abbildung 2

Schematische Darstellung der Kurvenauswertung

$$\text{venöse Kapazität } 1o\text{-}3o = \frac{\text{V.K.} \Delta\ 3o\text{-R} \cdot 2o}{\text{V.D.} \Delta\ 3o\text{-R}}$$

H) Untersuchungsgang

Alle Patienten hatten mindestens 24 Stunden vor der Untersuchung keine längerwirkenden Medikamente und/oder Kuranwendungen (Moorbäder,medizinische Bäder, Massagen) erhalten.
Alle Untersuchungen fanden vormittags zu derselben Stunde statt.
Im vollklimatisierten Untersuchungsraum herrschte eine konstante Raumtemperatur von 21° C bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 45 %.

Jeder Patient ruhte zunächst 3o Minuten auf dem Untersuchungstisch. Während dieser Zeit wurden der genaue Untersuchungsablauf erklärt und die EKG-Elektroden angelegt.

Die Registrierung der venösen Kapazität, der venösen Compliance und der arteriellen Durchblutung erfolgte immer am linken Unterarm, der auf einer BRAUN-schen Schiene knapp über Höhe des rechten Vorhofes gelagert wurde.(3).
Ein venöser Stau in den äbhängigen Partien durch den Auflagedruck des Oberarmes wurde durch sorgfältige Lagerung vermieden.
Nach Anlegen der Ober- und Unterarmmanschette erfolgte die Punktion der Vena cubitalis. Nach Placierung der Katheterspitze unter der Meßmanschette wurde zur Überprüfung der Versuchsanordnung eine 'Vordehnung' durch Aufpumpen der Staumanschette auf ca. 4o mm Hg durchgeführt.
Pulssynchrones Ansteigen von Venendruck und Unterarmvolumen waren gefordert.

Nachdem die durch die Venenpunktion hervorgerufenen Gefäßreaktionen abgeklungen waren und sich ein konstantes Ausgangsniveau von Venendruck und Unterarmvolumen über mindestens 1o Minuten eingestellt hatte, wurde durch Aufblasen der Staumanschette der venöse Druck auf 3o mm Hg angehoben und zur Ermittlung der venösen Kapazität 1o-3o zwei Minuten lang beibehalten. Durch anschließendes kontinuierliches Absenken des Druckes von 3o auf 1o mm Hg in exakt 4o Sekunden wurde die venöse Compliance 3o-1o registriert.

Anschließend erfolgte die verschlußplethysmographische Registrierung der arteriellen Durchblutung.

Nach dreiminütiger Pause schloß sich ein zweiter Registrierzyklus von Kapazität, Compliance und Durchblutung an (R_1 und R_2).

Während des dritten Registrierzyklus in Ruhe (R_3) hatte der Proband seine Beine auf die Fahrradpedale angehoben.

Männer wurden daraufhin unter einer Belastung von 25,5o,75,1oo und 125 Watt, Frauen unter 25, 5o und 75 Watt untersucht.

Die venöse Kapazität 1o-3o wurde dabei immer in den letzten zwei Minuten der zwischen den Belastungsstufen eingelegten Ruhepausen von 5 Minuten gemessen. Während der Pausen durften die Beine nicht von den Fahrradpedalen genommen werden.

Der Proband begann exakt in dem Moment mit der Tretarbeit am Ergometer, in dem die Ermittlung der venösen Capazität beendet war und die Registrierung der venösen Compliance durch kontinuierliches

Ablassen des Druckes begann.

5 und 15 Minuten nach Beendigung der letzten Belastungsstufe wurden wiederum Ruhemessungen (R_4 und R_5) von Kapazität, Compliance und Durchblutung in gleicher zeitlicher Aufeinanderfolge bestimmt. Die Beine hatte hier jedoch der Proband bereits von den Fahrradpedalen genommen.

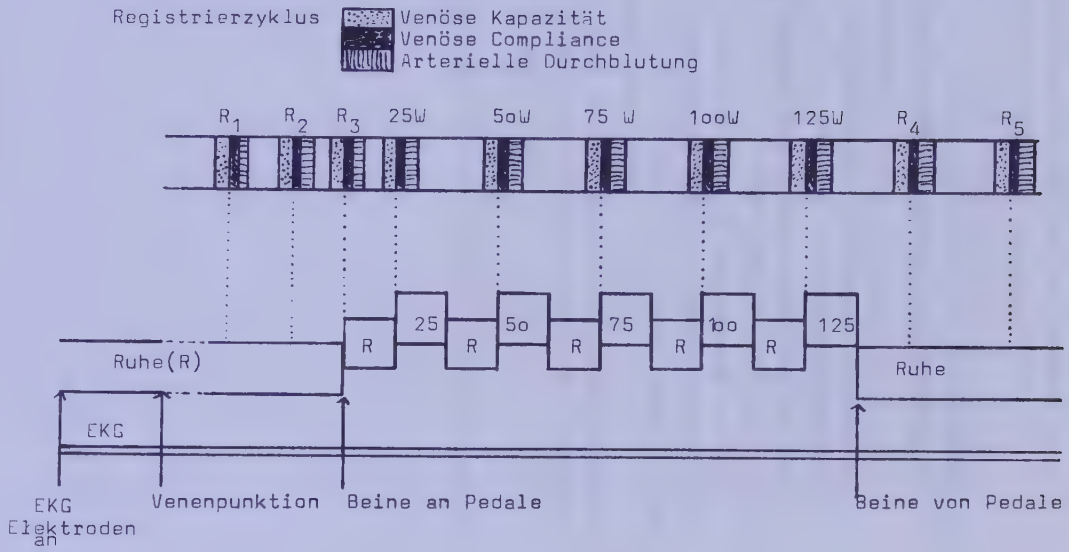
Abbildung 3 soll die zeitliche Aufeinanderfolge und das Ineinandergreifen von untersuchenden Messungen und Belastung des Patienten während eines ganzen Untersuchungsgangs verdeutlichen.

I) statistische Angaben

a) Nach tabellarischer Zusammenstellung der Einzelergebnisse Berechnung des Quotienten venöse Kapazität 1o-3o : venöser Compliance 3o-1o.

b) Berechnung des Mittelwertes $\bar{x}$, der Standardabweichung s und des mittleren Fehlers des Mittelwertes $s_{\bar{x}}$ für
venöse Kapazität 1o-3o
venöse Compliance 3o-1o
Quotient Kapazität : Compliance
arterielle Durchblutung
Herzschlagfrequenz
des untersuchten Kollektivs für jeden Untersuchungszyklus in Ruhe und für jede Belastungsstufe.

Abbildung 3
Schematische Darstellung von Belastung und untersuchenden Messungen eines ganzen Untersuchungsganges



c) Berechnung der Regressionsgeraden und des Korrelationskoeffizienten r für die Herzfrequenz und der entsprechenden Belastung für jeden Probanden.

d) Überprüfung mit Hilfe des
t - Tests zur Prüfung von Paasdifferenzen
auf einen etwaigen signifikanten Unterschied
(STUDENT Verteilung p kleiner als o,5)
die Ergebnisse
1. der zeitlich aufeinanderfolgenden Ruhe- und Belastungszyklen
2. der Ruhemessung R_3 mit jeder nachfolgenden Belastungsstufe sowie R_4 und R_5 .

III) Ergebnisse

A) Herschlagfrequenz

Die Ruheherzschlagfrequenz wurde bei den untersuchten 2o Probanden mit 7o,5 ± 1,69/ min gefunden. (Angabe des Mittelwertes und des Mittl.Fehlers des Mittelwertes)
Während der Belastung mit 25 Watt betrug sie 91,8 ± 3,22/min, mit 5o Watt 1o2,4 ± 3,52/min, mit 75 Watt 117,1 ± 4,36/min, mit 1oo Watt 117,5 ± 2,71/min und mit 125 Watt 125,5 ± 3,5o/min.

Für jeden Probanden wurden die Herzschlagfrequenz mit den entsprechenden Belastungen korreliert und die Regressionsgeraden berechnet.
Es wurde eine streng lineare Regression gefunden. Der Korrelationskoeffizient schwankte zwischen o,956 und o,98.

Einzelergebnisse der Herzschlagfrequenz vergleiche Tabelle 2.

Tabelle 2

Einzelergebnisse der Herzschlagfrequenz (pro Minute)

Pat.	Ruhe	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W
1	61	76	94	1o7	12o	136
2	86	115	136	158	-	-
3	75	1oo	1o3	115	125	13o
4	76	84	91	12o	13o	143
5	72	1o4	1o8	125	-	-
6	73	8o	83	97	1o7	112
7	75	83	93	1oo	1o8	111
8	59	64	73	88	1o3	1o7
9	75	1o3	111	13o	-	-
1o	64	98	1o7	125	-	-
11	83	1o4	12o	125	13o	136
12	65	1oo	115	-	12o	13o
13	71	84	94	1o7	115	125
14	68	8o	88	1o6	-	-
15	64	78	96	112	-	-
16	76	124	136	166	-	-
17	75	97	1o3	115	-	-
18	58	88	1oo	111	-	-
19	68	88	1oo	111	12o	13o
2o	65	86	97	1o7	115	12o
$\bar{x}$	7o,5	91,8	1o2,4	117,1	117,5	125,5
s	7,55	14,4	15,8	19,o1	9,oo	11,63
$s_{\bar{x}}$	1,688	3,224	3,532	4,362	2,714	3,5o6
n	2o	2o	2o	19	11	11

B) Arterielle Durchblutung des linken Unterarmes

Die arterielle Durchblutung des linken Unterarmes wurde in Ruhe durch doppelte Messung (R_1 und R_2) ermittelt. Sie betrug 1,967 ± o,1568 ml• $1o^{-2}$ ml WG • min^{-1}. Der dritte in Ruhe , jedoch mit angehobenen Beinen gemessene Wert betrug 2,o53 -+o,182 ml• $1o^{-2}$ ml WG • min^{-1}. Unter Belastung mit 25 Watt betrug die arterielle Durchblutung 2,oo2 ± o,2231, mit 5o Watt 2,316 ± o,228o, mit 75 Watt 2,693 ± o,3755, mit 1oo Watt 2,713 ± o,3952 und mit 125 Watt 2,858 ± o,37o8 ml • $1o^{-2}$ ml WG • min^{-1}.

5 Minuten nach Arbeitsende wurde die Durchblutung mit 3,o57 ± o,3369 und 15 Minuten nach Beendigung der Arbeit mit 3,o29 ± o,3985 ml • $1o^{-2}$ ml WG • min^{-1} gemessen.

Die arterielle Durchblutung unter Belastung mit 25 Watt war gegenüber den Ruhewerten R_{1+2} und R_3 nicht signifikant ($p < o,45$) verändert, mit 5o Watt lag der Wert gegenüber Ruhe und 25 Watt signifikant ($p < o,oo5$) höher, bei Belastung mit 75 Watt fand sich die Durchblutung gegenüber 5o Watt, 25 Watt und Ruhe signifikant ($p < o,o5$) erhöht. Der Anstieg der Durchblutung unter 1oo Watt und 125 Watt Belastung war gegenüber der nächst niedrigeren Belastungsstufe nur noch tendenziell, nicht signifikant.

Die Werte 5 und 15 Minuten nach Arbeitsende fanden sich gegenüber 125 Watt (Männer) und 75 Watt (Frauen) nicht signifikant verändert. Gegenüber den Ruheausgangswerten waren sie signifikant ($p < o, oo1$) erhöht.
Einzelergebnisse der arteriellen Durchblutung vergleiche Tabelle 3, Ergebnisse der statistischen Überprüfung Tabelle 4.

Tabelle 3

Arterielle Durchblutung des linken Unterarmes

Einzelergebnisse in $ml \cdot 1o^{-2} ml\ UG \cdot min^{-1}$

Pat.	R1/2	R_3	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W	R_4	R_5
1	2,44	2,9o	2,44	3,32	3,1o	3,32	3,2o	3,32	2,74
2	1,46	1,41	1,12	2,63	1,81	-	-	3,o7	3,2o
3	1,38	1,5o	1,6o	1,6o	1,8o	2,5o	-	2,96	2,57
4	1,35	1,5o	1,5o	1,6o	2,6o	2,35	2,26	2,1o	2,6o
5	1,47	1,57	1,2o	2,35	2,26	-	-	4,15	2,48
6	2,oo	1,79	1,8o	2,4o	2,1o	1,92	1,96	2,9o	2,84
7	2,39	2,39	1,57	2,18	3,62	2,95	2,51	3,13	2,95
8	1,28	1,41	2,56	2,67	1,16	1,23	1,28	2,2o	1,28
9	1,42	1,5o	1,53	1,92	2,24	-	-	1,27	1,o8
1o	3,69	4,18	5,65	5,96	8,82	-	-	7,o5	5,96
11	2,3o	2,44	2,52	2,64	4,18	4,56	4,18	4,56	4,18
12	1,6o	1,55	1,43	1,52	1,39	1,48	2,64	1,81	1,22
13	1,27	1,21	1,67	1,29	1,64	2,28	2,5o	2,96	2,5o
14	3,25	3,39	2,38	2,8o	3,o7	-	-	2,9o	3,o7
15	1,9o	1,86	1,47	2,o9	2,39	-	-	2,95	3,35
16	1,24	1,21	1,39	1,51	2,87	-	-	2,12	3,52
17	2,59	2,9o	2,76	2,58	3,69	5,95	5,65	2,87	3,69
18	2,o7	2,oo	1,63	1,34	1,o5	-	-	2,o4	1,55
19	2,68	2,8o	1,96	2,26	2,56	2,56	3,47	4,92	7,39
2o	1,56	1,55	1,86	1,66	1,51	1,46	1,79	1,86	2,41
$\bar{x}$	1,967	2,o53	2,oo2	2,316	2,693	2,713	2,858	3,o57	3,o29
s	o,7o14	o,814	o,998	1,o198	1,679	1,37o	1,23o	1,3892	1,6432
$s_{\bar{x}}$	o,1568	o,182o	o,2231	o,228o	o,3755	o,3952	o,37o8	o,3369	o,3985
n	2o	2o	2o	2o	2o	12	11	2o	2o

Tabelle 4

Arterielle Durchblutung des linken Unterarmes

Statistische Überprüfung auf signifikanten Unterschied zwischen aufeinanderfolgenden Untersuchungszyklen
(t-Test zur Prüfung von Paardifferenzen)

S = signifikanter Unterschied (Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner als 5 % ; p 0,05 STUDENT VERTEILUNG)

NS= Unterschied nicht signifikant

	$R_{1/2}$	R_3	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W	R_4	R_5
$R_{1/2}$		NS							
R_3			NS						
25 W		S		S					
5o W		S			S				
75 W		S				NS			
1ooW		S					NS		
125W		S						NS	
R_4		S							NS
R_5		S							
n		2o	2o	2o	2o	12	11	11	2o

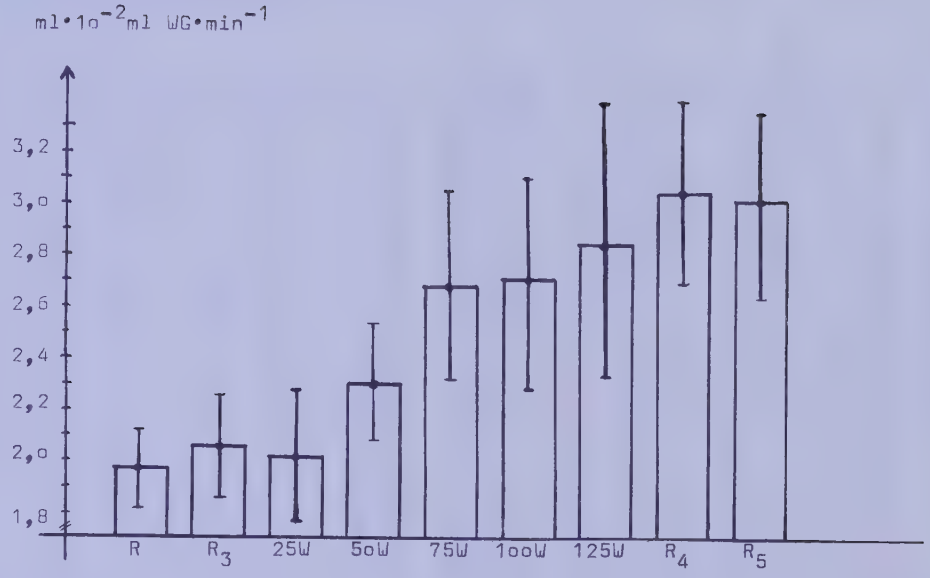


Abbildung 3

Arterielle Durchblutung des linken Unterarmes (Mittelwert $\bar{x}$, mittl. Fehler d.Mittelwertes $s_{\bar{x}}$)

C) Venöse Kapazität 1o-3o

Die venöse Kapazität 1o-3o wurde am linken Unterarm in Ruhe mit $1,41 \pm o,o697$ (R_1) bzw. $1,46 \pm o,o623$ ml· $1o^{-2}$ ml WG gemessen.
Der Ruhewert R_3 (mit angehobenen Beinen) betrug $1,48 \pm o,o6o6$ ml· $1o^{-2}$ ml WG.
Vor 25 Watt Belastung betrug sie $1,46 \pm o,o697$, vor 5o Watt $1,44 \pm o,o756$, vor 75 Watt $1,47 \pm o,o696$, vor 1oo Watt $1,44 \pm o,o938$ und vor 125 Watt $1,43 \pm o,o9216$ ml· $1o^{-2}$ ml WG.

5 Minuten nach Arbeitsende (R_4) war der Wert mit $1,52 \pm o,o655$ und 15 Minuten nach Belastungsende (R_5) mit $1,55 \pm o,o7617$ ml· $1o^{-2}$ ml WG gegenüber den Ruheausgangswerten (R_1,R_2,R_3) signifikant ($p < o,oo5$) höher.
Die Werte bei R_4 und R_5 waren ebenfalls gegenüber der jeweils letzten Belastungsstufe (Männer 125 Watt, Frauen 75 Watt) signifikant ($p < o,o1$) höher.

Einzelergebnisse der venösen Kapazität 1o-3o vergleiche Tabelle 5.

Tabelle 5

Venöse Kapazität 1o-3o des linken Unterarmes

Einzelergebnisse in ml· $1o^{-2}$ ml WG

Pat.	R_1	R_2	R_3	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W	R_4	R_5
1	1,73	1,76	1,8o	1,84	1,76	1,65	1,65	1,69	1,71	1,82
2	1,38	1,23	1,2o	1,34	1,29	1,34	-	-	1,27	1,37
3	1,74	1,79	1,81	1,87	1,94	1,97	1,84	1,81	1,77	2,22
4	1,49	1,59	1,64	1,75	1,73	1,78	1,73	1,64	1,84	1,7o
5	1,18	1,26	1,41	1,4o	1,58	1,6o	-	-	1,64	1,64
6	o,85	o,92	o,98	o,96	o,83	o,97	o,92	o,96	1,o5	o,96
7	1,14	1,4o	1,45	1,45	1,15	1,33	1,34	1,65	1,4o	1,49
8	1,72	1,69	1,67	1,57	1,38	1,36	1,38	1,37	1,6o	1,67
9	1,73	1,86	1,86	1,78	1,73	1,57	-	-	1,57	1,64
1o	2,o5	1,88	1,76	2,oo	2,o4	2,22	-	-	2,26	2,22
11	1,18	1,28	1,29	1,25	1,19	1,17	1,5o	1,52	1,44	1,55
12	1,35	1,47	1,45	o,9o	o,93	1,o7	o,98	o,89	1,o1	o,98
13	1,44	1,52	1,48	1,1o	1,29	1,41	1,27	1,28	1,41	1,72
14	1,27	1,55	1,61	1,56	1,61	1,61	-	-	1,66	1,67
15	o,98	o,99	o,98	1,o9	1,12	1,12	-	-	1,2o	1,21
16	o,95	1,o1	1,oo	1,22	1,24	1,29	-	-	1,38	1,42
17	1,48	1,48	1,49	1,45	1,39	1,53	-	-	1,79	1,79
18	1,28	1,48	1,57	1,37	1,15	1,41	-	-	1,38	1,12
19	1,54	1,56	1,64	1,5o	1,49	1,28	1,45	1,27	1,33	1,34
2o	1,67	1,52	1,49	1,73	1,88	1,79	1,83	1,67	1,64	1,45
$\bar{x}$	1,41	1,46	1,48	1,46	1,44	1,47	1,44	1,43	1,52	1,55
s	o,3117	o,279	o,271	o,3116	o,3388	o,3112	o,3112	o,3o56	o,2931	o,34o7
$s_{\bar{x}}$	o,o697	o,o623	o,o6o6	o,o697	o,o756	o,o696	o,o938	o,o9216	o,o655	o,o7617
n	2o	2o	2o	2o	2o	2o	11	11	2o	2o

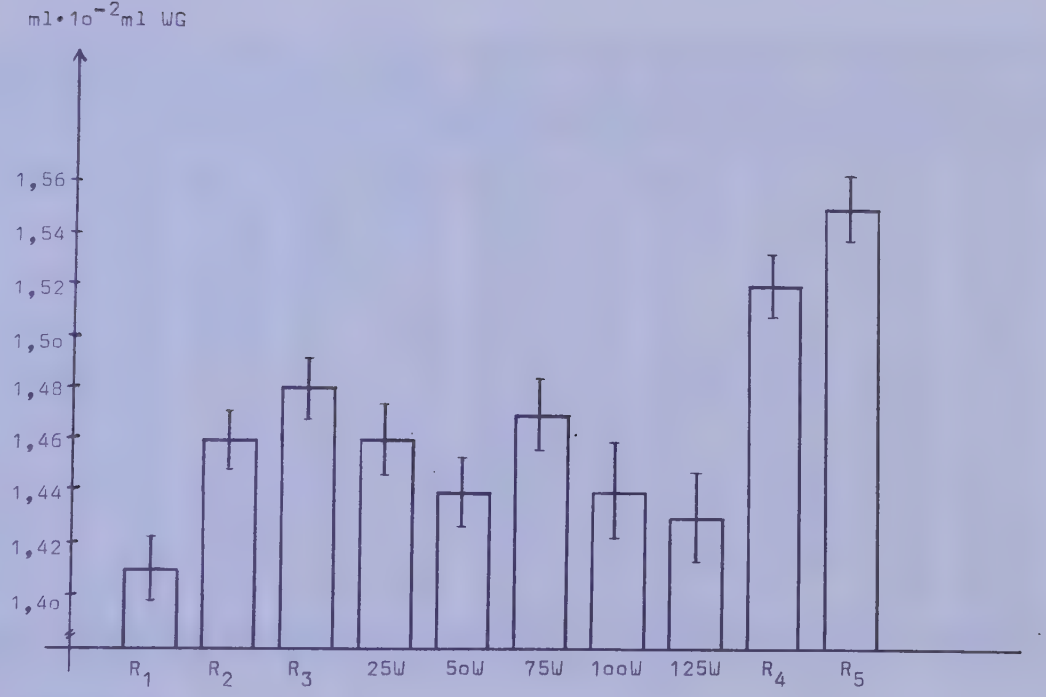


Abbildung 4

Venöse Kapazität 1o-3o des linken Unterarmes (Mittelwerte $\bar{x}$)

I: mittl. Fehler des Mittelwertes $s_{\bar{x}}$)

D) Venöse Compliance 3o-1o

Die venöse Compliance 3o-1o des linken Unterarmes wurde in Ruhe mit 1,11 ± o,o646 (R_1) bzw. 1,19 ± o,o695 $ml \cdot 1o^{-2}$ ml WG $\cdot \Delta$ 3o-1o mm Hg^{-1} gemessen.
Mit auf die Fahrradpedale angehobenen Beinen betrug sie noch in Ruhe (R_3) 1,11 ± o,o564 $ml \cdot 1o^{-2}$ml WG$\cdot \Delta$ 3o-1o mm Hg^{-1}.

In den ersten 4o Sekunden der Belastung mit 25 Watt betrug sie 1,2o ± o,o572, mit 5o Watt 1,29 ± o,o717, mit 75 Watt 1,3o ± o,o621, mit 1oo Watt 1,4o ± o,1152 und mit 125 Watt 1,35 ± o,1227 $ml \cdot 1o^{-2}$ml Wg$\cdot \Delta$ 3o-1o mm Hg^{-1}.

5 Minuten nach Arbeitsende (R_4) wurde sie mit 1,16 ± o,o634 und 15 Minuten nach Arbeitsende (R_5) mit 1,24 ± o,o688 $ml.1o^{-2}$ml WG$\cdot \Delta$ 3o-1o mm Hg^{-1} gemessen.

Einzelergebnisse der venösen Compliance 3o-1o des linken Unterarmes vergleiche Tabelle 6.

Tabelle 6

Venöse Compliance 3o-1o des linken Unterarmes

Einzelergebnisse in $ml \cdot 1o^{-2} ml\ WG \cdot \Delta\ 3o\text{-}1o\ mm\ Hg^{-1}$

Pat.	R_1	R_2	R_3	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W	R_4	R_5
1	1,39	1,39	1,45	1,49	1,45	1,49	1,5o	1,5o	1,35	1,34
2	o,93	o,94	o,98	1,14	1,14	1,13	-	-	o,96	1,o4
3	1,82	1,54	1,54	1,66	1,83	1,83	1,96	2,26	1,58	1,84
4	1,o8	1,24	1,18	1,25	1,29	1,29	1,34	1,46	1,46	1,29
5	1,o1	1,17	1,o8	1,51	1,63	1,64	-	-	1,46	1,63
6	o,51	o,52	o,52	o,82	o,76	o,74	o,82	o,76	o,53	o,74
7	1,o7	1,33	1,1o	1,34	1,67	1,1o	2,o4	1,1o	1,24	1,34
8	1,o3	1,1o	1,12	1,4o	1,42	1,o3	1,12	1,49	1,o6	1,27
9	o,98	1,o9	o,98	o,8o	1,o9	1,39	-	-	1,oo	o,9o
1o	1,12	1,12	1,31	1,35	1,47	1,63	-	-	1,37	1,31
11	o,98	1,o8	o,98	1,16	1,17	1,27	1,35	1,39	1,11	1,3o
12	1,o6	1,23	1,oo	o,91	o,88	1,oo	o,99	o,9o	o,67	o,75
13	1,13	1,15	1,o8	o,93	o,97	1,16	o,96	1,o2	1,o8	1,18
14	1,26	1,4o	1,33	1,37	1,64	1,72	-	-	1,52	1,8o
15	o,84	o,91	o,79	o,96	o,98	o,95	-	-	1,oo	1,o5
16	o,89	o,97	o,84	o,96	o,97	1,1o	-	-	1,o1	1,o5
17	1,35	1,95	1,35	1,3o	1,17	1,45	1,63	-	1,49	1,49
18	o,94	1,o5	o,9o	o,96	1,o7	1,18	-	-	o,9o	o,87
19	1,22	1,22	1,2o	1,32	1,45	1,2o	1,38	1,38	1,24	1,2o
2o	1,67	1,4o	1,45	1,47	1,83	1,61	1,67	1,57	1,19	1,45
$\bar{x}$	1,11	1,19	1,11	1,2o	1,29	1,3o	1,4o	1,35	1,16	1,24
s	o,289	o,311	o,252	o,256	o,321	o,278	o,386	o,4o6	o,283	o,3o8
$s_{\bar{x}}$	o,o646	o,o695	o,o564	o,o572	o,o717	o,o621	o,1152	o,1227	o,o634	o,o688
n	2o	2o	2o	2o	2o	2o	12	11	2o	2o

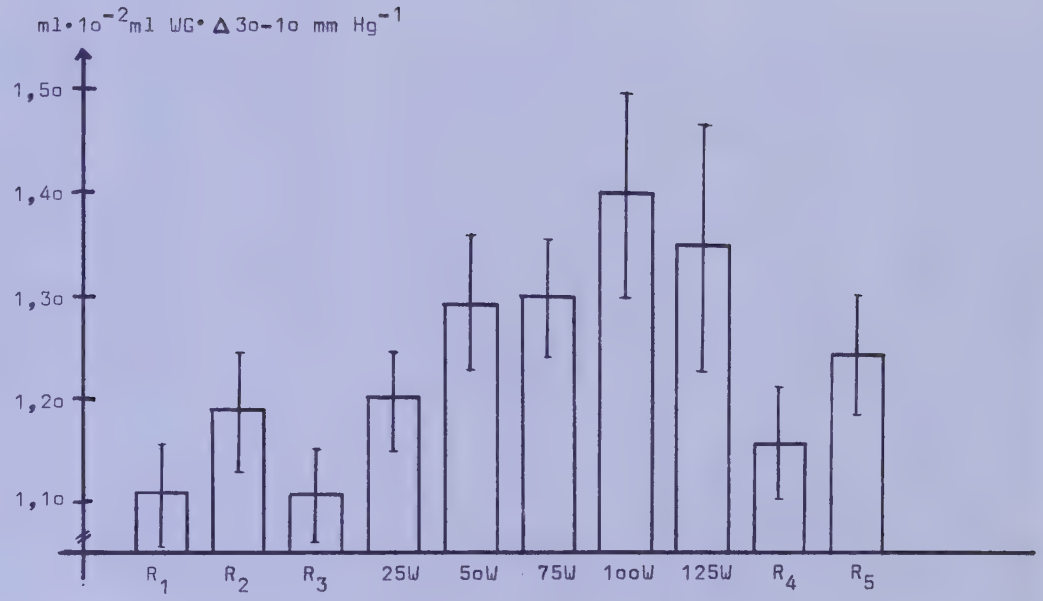


Abbildung 5

Venöse Compliance 3o-1o des linken Unterarmes (Mittelwerte $\bar{x}$)
I: mittl. Fehler des Mittelwertes $s_{\bar{x}}$)

E) Quotient Venöse Kapazität 1o-3o : Venöser Compliance 3o-1o

Der Quotient aus venöser Kapazität : venöser Compliance des linken Unterarmes betrug in Ruhe 1,3oo ± o,o584 (R_1) bzw. 1,27 ± o,o559 (R_2). Für die dritte Ruhemessung mit angehobenen Beinen betrug er 1,36 ± o,o526.

Für den Untersuchungszyklus während Beinkurbelarbeit mit 25 Watt wurde der Quotient mit 1,23 ± o,o6o8, mit 5o Watt mit 1,13 ± o,o432, mit 75 Watt mit 1,15 ± o,o292, mit 1oo Watt mit 1,o8 ± o,o554 und mit 125 Watt mit 1,o9 ± o,o588 berechnet.

5 Minuten nach Arbeitsende betrug er 1,34 ± o,o5o8, 15 Minuten danach 1,27 ± o,o48o.

Die Ruhewerte R_1 und R_2 unterschieden sich nicht signifikant. Der Wert für R_3 war gegenüber dem bei R_2 signifikant ($p < o,o125$) angestiegen.
Der Quotient bei 25 Watt war gegenüber R_3 signifikant ($p < o,o125$) kleiner; der Wert bei 5o Watt gegenüber dem bei 25 Watt gefundenen ebenfalls signifikant ($p < o,o125$) kleiner.

Der weitere Abfall des Quotienten unter höheren Belastungen ist nur noch tendenziell, eine statistisch signifikante Sicherung ist gegenüber der jeweils nächsniedrigeren Belastungsstufe nicht möglich.

Die Werte nach Arbeitsende (R_4 und R_5) liegen in der Größenordnung der Ruheausgangswerte R_1 und R_2 und sind von diesen ohne signifikante Differenz.

Einzelergebnisse des Quotienten venöse Kapazität : venöser Compliance vergleiche Tabelle 7
Statistische Auswertung vergleiche Tabelle 8.

Tabelle 7

Quotient Venöse Kapazität 1o-3o : Venöser Compliance 3o-1o

Einzelergebnisse

Pat.	R_1	R_2	R_3	25 W	5o W	75 W	1oo W	125 W	R_4	R_5
1	1,245	1,266	1,241	1,235	1,214	1,1o7	1,1oo	1,127	1,267	1,358
2	1,484	1,3o9	1,224	1,175	1,131	1,186	-	-	1,323	1,317
3	o,956	1,162	1,175	1,127	1,o6o	1,o77	o,939	o,8o1	1,12o	1,2o7
4	1,379	1,282	1,39o	1,4oo	1,341	1,379	1,291	1,123	1,26o	1,318
5	1,168	1,o77	1,3o6	o,927	o,969	o,976	-	-	1,123	1,oo6
6	1,667	1,77o	1,885	1,17o	1,o92	1,31o	1,122	1,263	1,981	1,297
7	1,o65	1,o52	1,318	1,o82	o,688	1,21o	o,657	1,5oo	1,13o	1,12o
8	1,67o	1,537	1,491	1,121	o,972	1,32o	1,232	o,919	1,5o9	1,315
9	1,765	1,7o6	1,898	2,225	1,587	1,129	-	-	1,57o	1,822
1o	1,83o	1,679	1,344	1,515	1,388	1,362	-	-	1,65o	1,695
11	1,2o4	1,185	1,316	1,o78	1,o17	o,921	1,111	1,o94	1,297	1,192
12	1,274	1,195	1,45o	o,989	1,o57	1,o7o	o,989	o,989	1,5o7	1,3o7
13	1,274	1,322	1,37o	1,183	1,33o	1,22o	1,323	1,255	1,3o6	1,458
14	1,oo8	1,1o7	1,211	1,139	o,982	o,936	-	-	1,o92	o,928
15	1,167	1,o88	1,241	1,135	1,143	1,179	-	-	1,2oo	1,152
16	1,o67	1,o41	1,19o	1,27o	1,278	1,172	-	-	1,366	1,352
17	1,o96	o,79o	1,1o4	1,115	1,188	1,o55	-	-	1,2o1	1,2o1
18	1,361	1,4o9	1,744	1,427	1,o75	1,195	-	-	1,533	1,287
19	1,262	1,278	1,366	1,136	1,o28	1,o67	1,o5o	o,92o	1,o73	1,117
2o	1,ooo	1,o86	1,o28	1,177	1,o27	1,112	1,o96	1,o64	1,378	1,ooo
$\bar{x}$	1,3oo	1,27	1,36	1,23	1,13	1,15	1,o8	1,o9	1,34	1,27
s	o,261	o,25o	o,235	o,272	o,193	o,131	o,184	o,195	o,227	o,215
$s_{\bar{x}}$	o,o584	o,o559	o,o526	o,o6o8	o,o432	o,o292	o,o554	o,o588	o,o5o8	o,o48o
n	2o	2o	2o	2o	2o	2o	11	11	2o	2o

Tabelle 8

Quotient Venöse Kapazität : Venöser Compliance

Statistische Überprüfung auf signifikanten Unterschied zwischen aufeinanderfolgenden Untersuchungszyklen
(t - Test zur Prüfung von Paardifferenzen)

S = signifikanter Unterschied (Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner als 5 % - $p < 0{,}05$ STUDENT Verteilung)

NS = kein signikikanter Unterschied

	R_1	R_2	R_3	25W	50W	75W	100W	125 W	R_4	R_5
R_1		NS								
R_2			S							
R_3		S		S						
25 W			S		S					
50 W			S			NS				
75 W			S				NS			
100 W			S					NS		
125 W			S						S	
R_4		NS								NS
R_5		NS								

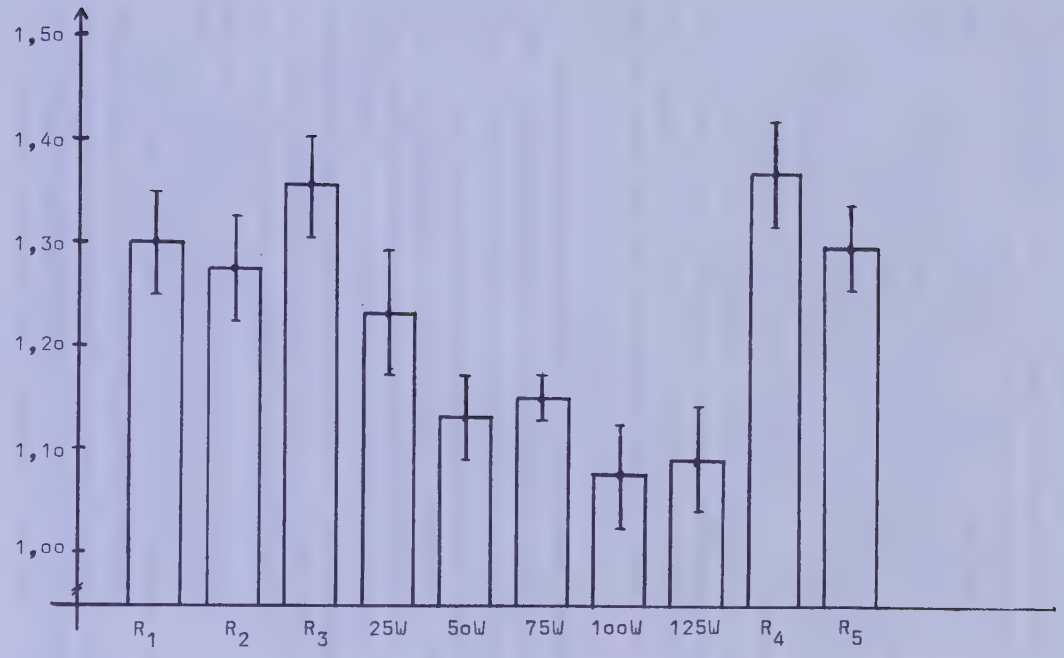


Abbildung 6

Quotient Venöse Kapazität 1o-3o : Venöser Compliance 3o-1o des linken Unterarmes (Mittelwert $\bar{x}$, mittl. Fehler d. Mittelwertes $s_{\bar{x}}$)

IV) Diskussion

IV a) Fehlerdiskussion

Arterielle Durchblutung, venöse Kapazität 1o-3o und venöse Compliance 3o-1o wurden an 2o herz- und kreislaufgesunden Probanden untersucht.
13 Männer und 7 Frauen hatten sich zu den Kooperationsbereitschaft voraussetzenden Untersuchungen bereiterklärt.
Ein Einfluß des Körpergeschlechts auf arterielle Durchblutung und venöse Kapazität wurde früher untersucht.
Ein signifikanter Einfluß d.h. ein Unterschied konnte nicht gefunden werden. (1o)

Der bekannte und nachgewiesene Einfluß der Umgebungstemperatur auf Durchblutung und venomotorische Reaktionen (1o) konnte durch die Möglichkeit der Vollklimatisierung des Untersuchungsraumes konstant gehalten werden.
Eine längerdauernde Akklimatisierungsperiode der untersuchten Personen vor Beginn der Untersuchungen wurde eingehalten. Die gewählte Temperatur von 21° C bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 45 % liegt im Behaglichkeitsbereich des bekleideten Menschen bei leichter Arbeit (16).

Die luftsegmentplethysmographische Untersuchung der Änderung von Extremitätenvolumen, die über arteriellen Einstrom und Änderungen im kapazitiven Gefäßsystem Auskunft geben soll, setzt die lockere und entspannte Lagerung der untersuchten Extremität während des gesamten Untersuchungsganges voraus.

Trotz stabiler Lagerung der Probanden und beidseitiger Schulterunterstützung kommt es nach unseren Beobachtungen unter höheren Belastungen beim Treten am Fahrradergometer in der ungewohnten Rückenlage zu mehr oder weniger starken Muskelaktionen auch am Unterarm. Diese Muskelaktionen sind auf den registrierten Kurven als solche sicher zu erkennen, stören aber eine exakte Registrierung von Volumen und Venendruck. Je nach Intensität der Muskelaktionen wird eine exakte Auswertung der Kurven unmöglich.

Durch eigene Voruntersuchungen konnte ermittelt werden, daß - ein Minimum an Kooperationsbereitschaft vorausgesetzt - solche Störfaktoren bei Begrenzung der Belastung maximal für Männer auf 125 Watt und für Frauen auf 75 Watt nicht auftreten.

Methodische Fehler von seiten des Meßgerätes können weitgehend durch die Eichung während der Messung ausgeglichen werden.(1,31)

Zur Ermittlung der venösen Compliance 3o-1o wurde der Staudruck in der Oberarmmanschette kontinuierlich während 4o Sekunden von 3o auf 1o mm Hg blutig gemessenem Venendruck gesenkt. Um diese Forderung unter Verwendung des serienmäßig im Vasoscript eingebauten Auslaßventils erfüllen zu können, wurde die Übersetzungsmechanik geändert. Der durchschnittliche Fehler, daß bei linearem Abfall die 1o mm Hg Druckpunktmarke nicht nach 4o Sekunden erreicht wurde, beträgt $\pm$ 2 %.

Ungenauigkeiten beim Auswerten ergeben sich durch Fehler beim Abgreifen bzw. Ausmessen der Eichzacken, entsprechende Ablesefehler bei Ermittlung des Abstandes von 1o R-Racken im EKG,

bei Ausmessen der Volumina von venöser Kapazität und venöser Compliance sowie des Kurvenanstiegs zur Berechnung der arteriellen Durchblutung. Der größte dabei auftretende Fehler liegt bei ± 3 - 4 %.

Die Umrechnung auf Weichteilgewebe mittels der Reduktionsfaktoren muß naturgemäß zu Fehlern führen, da nur ein angenäherter Wert eingesetzt werden kann.
Hier soll bei der überwiegenden Anzahl der Fälle nach Bub die Fehlergrenze unter ± 1o % liegen (1o).

IV b) Ergebnisdiskussion

Die Registrierung von Herzfrequenz und arterieller Durchblutung in vorliegender Untersuchung sollte einerseits der methodenkritischen Überprüfung, andererseits dem Nachweis dienen, daß sich beim einzenen Probanden eine der Tretarbeit entsprechende Umstellung der gesamten Kreislaufhämodynamik während der Untersuchung eingestellt hat.

1) Herzschlagfrequenz

Die gefundene Ruheherzschlagfrequenz liegt für das untersuchte Kollektiv innerhalb der Norm für herz- und kreislaufgesunde Menschen beiderlei Geschlechts.
Die Arbeitspulsfrequenz ist dem Arbeitsumsatz so lange direkt proportional wie ein steady state erreicht wird. Wird jedoch die maximale Durchblutung der arbeitenden Muskeln erreicht und steigt der pCO_2 überproportional an, geht auch die Proportionalität der Arbeitspulsfrequenz zum

Arbeitsumsatz verloren, d.h. die Pulsfrequenz steigt steiler an (15,16,2o).

Nach König et.al. (17) liegt der maximale steady state für 2o- bis 39-jährige untrainierte Normalpersonen zwischen 15o und 163 Watt.
Der maximale steady state wird folglich bei einer Belastung mit 125 Watt (Männer) und 75 Watt (Frauen) deutlich unterschritten, so daß bei vorliegender Untersuchung ein Anstieg der Herzfrequenz linear zur Belastung zu erwarten war.
Dies ist tatsächlich der Fall. Der für jeden Probanden gesondert errechnete Korrelationskoeffizient für Belastung und Herzschlagfrequenz liegt zwischen o,956 und o,98.
Der flachere Anstieg der mittleren Herzschlagfrequenz des untersuchten Kollektivs bei einer Belastung mit 1oo und 125 Watt ist durch das während dieser Belastungsstufen untersuchte kleinere Kollektiv (nur Männer) erklärbar.
Die Berechnung einer Korrelation der mittleren Herzschlagfrequenz zur Arbeitsbelastung ist bei differentem Kollektiv nicht statthaft und ohne Aussagewert.

Eine tabellarische Gegenüberstellung (Tabelle 9) unserer Ergebnisse mit den in einer größeren Studie von König et.al. (17) gefunden Werte der mittleren Herzschlagfrequenz in Ruhe, bei 5o und 1oo Watt Belastung zeigt auch die gute Übereinstimmung der Absolutwerte.

Tabelle 9

Herzschlagfrequenz pro Minute
(Mittelwert $\bar{x}$, Standardabweichung s)

	Eigene Untersuchung n=2o 23-42 Jahre(ø 31,o)	König et.al.(17) n=5o 3o-39 Jahre
Ruhe	7o,5 ± 1,69	72,o ± 1,2
5o W	1o2,4 ± 3,52	99,o ± 1,3
1oo W	117,5 ± 2,71	121,o ± 1,9

2) Arterielle Durchblutung

Betrachtet man die Einzelergebnisse der arteriellen Durchblutung des linken Unterarmes (Tab. 3), so fällt zunächst die große individuelle Streubreite der Ruhedurchblutung auf.
Ein Vergleich mit Ergebnissen in der Literatur ist auch aus diesem Grunde notwendig.
Ein direkter Vergleich ist allerdings nur mit den Ergebnissen weniger Autoren möglich.
Die Durchblutung des linken Unterarmes in Ruhe wird teilweise in ml· $1o^{-2}$ ml Volumen angegeben.
Die von uns angestellte Umrechnung auf $1o^{-2}$ ml Weichteilgewebe (WG) wird nicht durchgeführt.
In verschiedenen Arbeiten (3,11,23,31) ist zudem nur der Mittelwert, nicht jedoch die Standardabweichung oder gar der mittl. Fehler des Mittelwertes mitgeteilt.
Bei einem Vergleich ist ferner zu berücksichtigen, daß manche Autoren (3,11,31) bei wechselnden Umgebungstemperaturen oder aber bei konstanter, von 21° C jedoch abweichender Raumtemperatur gearbeitet haben.
Vor diesem Hintergrund sind die von uns gefundenen

Werte mit den in Tabelle 1o aufgeführten Werten der arteriellen Durchblutung des Unterarmes in Ruhe zu vergleichen.
Vergleichbare Ergebnisse der arteriellen Durchblutung des Unterarmes unter Belastung und nach Belastungsende sind uns beim Literaturstudium nicht bekannt geworden. Ähnliche Untersuchungen wurden mit durch die Fragestellung bedingten andersartigen apparativ-technischen Methoden (z.B. Differenzierung von Haut- und Muskeldurchblutung) durchgeführt.
Teils wird in aufrechter, teils horizontaler Körperposition Tretarbeit an einem Fahrradergometer geleistet.
In der uns bekannten Literatur wurde zudem kein identischer Versuchsablauf mit intervallartiger Steigerung der Belastung beschrieben.

Witzleb et.al. (12,14,34) untersuchten die Haut- und Muskeldurchblutung am Unterarm mit Wärmeleitelementen nach HENSEL. Nach initialem Abfall der Hautdurchblutung fanden sie 1-4 Minuten nach Arbeitsbeginn einen Wiederanstieg, der im Einzelfall den Ruheausgangswert erheblich übersteigt. Nach Arbeitsabbruch wurde hingegen bei einigen Fällen ein weiterer Anstieg, bei anderen ein sofortiger Abfall der Hautdurchblutung beobachtet. Die Muskeldurchblutung stieg initial unter Belastung in der Mehrzahl der Fälle leicht an, um dann unter den Ruheausgangswert abzusinken. Nach Belastungsende nahm die bereits reduzierte Muskeldurchblutung weiter ab. Die initiale - insbesondere unter geringerer Belastung beobachtete - Abnahme der Hautdurchblutung wird als kreislaufregulatorische Anpassung gedeutet.
Ansteigen der Hautdurchblutung entweder sofort unter höherer Belastung oder nach längerdauernder Tretarbeit wird als thermoregulatorischer Anpassungsvorgang interpretiert.

Tabelle 1o

Angaben aus der Literatur für die arterielle Durchblutung des Unterarmes in Ruhe

Autor	Methode Wo	gemessen	Absolutwert	Dimension
Caesar et.al.(11)	Verschluß-plethysmographie Temp: ?	rechter UA	4,57 ± 1,83	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ Gewebe
		linker UA	3,79 ± 1,9o	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ Gewebe
Barcroft,Swan (3)	Verschluß-plethysmographie (water-filled temp. 34°c)	Unterarm	4,o	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ Gewebe
Steinle (31)	Verschluß-plethysmographie 18 - 28°C	Unterarm re	4,76 ± 2,9	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ wG
		Unterarm li	4,4o ± 2,5	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ wG
Patterson,Shepherd (23)	Strain-Gauge-plethysmographie	Unterarm	1,4 - 4,5	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ Gewebe
eigene Untersuchung	Verschluß-plethysmographie 21° C	Unterarm li	1,967±o,7o14	$ml \cdot 1o^{-2} ml$ wG

Bevegard und Shepherd (5) finden am Unterarm eine initiale Durchblutungszunahme, die bei Fortdauer der Belastung wieder leicht abfällt. Obwohl von diesen Autoren die Unterarmdurchblutung während Tretarbeit in aufrechter Position und bei differenter Umgebungstemperatur (22° C) gemessen wurde, findet sich eine gute Übereinstimmung mit den von uns gefundenen Ergebnissen. Nach Anheben der Beine auf die Fahrradpedale bleibt in Ruhe und unter Belastung mit 25 Watt die Durchblutung des Unterarmes gegenüber dem Ruheausgangswert unverändert. Ein signifikanter Abfall oder Anstieg ist nicht zu sichern.
Bei 5o und 75 Watt steigt der arterielle Einstrom von Stufe zu Stufe gegenüber der jeweils nächstniedrigeren Belastungsstufe signifikant an. Tendenziell setzt sich dieser Durchblutungsanstieg bei 1oo und 125 Watt bis 5 Minuten nach Arbeitsende fort.
15 Minuten nach Belastungsende sinkt die Durchblutung wieder - jedoch ohne signifikante Absicherung - ab. Gegenüber dem Ruheausgangswert ist sie noch deutlich und signifikant erhöht.

Die fehlende Signifikanz des Durchblutungsanstiegs bei 1oo und 125 Watt dürfte einmal durch das kleinere Kollektiv (nur Männer) , zum anderen aber auch dadurch bedingt sein, daß hier individuelle, d.h. vom Trainingszustand des Patienten abhängige und somit die Gesamthämodynamik begrenzende Faktoren stärker zum Tragen kommen.

Die Zunahme des vasomotorischen Tonus und die Steigerung der Körpertemperatur während Arbeit beeinflussen die Haut- und Muskeldurchblutung im nicht arbeitenden Extremitätensegment gegensätzlich. Auf den Zeitpunkt und die Quantität der thermoregulatorischen Durchblutungsumstellung haben die klimatischen Umgebungsverhältnisse, die Schwere der Arbeit und damit der Trainingszustand des Probanden Einfluß (8,15).
Da verschlußplethysmographisch eine Differenzierung von Haut- und Muskeldurchblutung nicht möglich ist, kann aufgrund vorliegender Ergebnisse nur ausgesagt werden, daß bei untrainierten Normalpersonen beiderlei Geschlechts bei 21° C Umgebungstemperatur (und 45 % Luftfeuchtigkeit) als gesamtresultiernde Änderung bei intervallartig gesteigerter Beinkurbelarbeit im Liegen die Unterarmdurchblutung ab 5o Watt Belastung signifikant ansteigt. Bei 1oo und 125 Watt ist die weitere Zunahme nur noch tendenziell nachweisbar.

3) Venöse Kapazität 1o-3o und venöse Compliance 3o-1o

Untersucht man die Weitbarkeit des kapazitiven Gefäßsystems durch Dehnen und Entdehnen, so ergibt ein vollständiger Dehnungs- und Entdehnungszyklus im Druck-Volumen-Diagramm eine ' Hysteresisschleife' (1,2,13,24,25). Die Hysteresis wird auf die Visco-Plastizität der dehnbaren Elemente der Gefäßwand zurückgeführt. Die in der Gefäßwand in wechselnd starkem Maße enthaltenen glatten Muskelzellen zeigen ein ausgeprägtes viskös-plastisches Verhalten,

was dadurch gekennzeichnet ist, daß nach Beendigung der dehnenden Kraft keine Entdehnung stattfindet.
Erst eine aktive Kontraktion mach die passive Verlängerung der glatten Gefäßmuskelzelle rückgängig (13).
Die Registrierung eines Druck-Volumen-Diagramms erlaubt nur statische Aussagen über die Weitbarkeit bzw. Entdehnungsfähigkeit eines untersuchten Gefäßabschnitts. Die Weitbarkeit und Entdehnungsfähigkeit sind vom Ausgangsdruck und absoluten Füllungszustand abhängig.
Um - wie auch immer geartete - Anpassungsvorgänge des kapazitiven Gefäßsystems an sich ändernde Verhältnisse des Gesamtkreislaufs erfassen zu können, ist die Einführung einer dritten d.h. zeitlichen Dimension erforderlich.
In vorliegender Arbeit geschah dies durch Einführung der venösen Compliance, die als zeitliches Differential von Volumen zu Druckänderung definiert ist ($\frac{\Delta v/dt}{\Delta p/dt}$).

Wird nun die zeitliche Veränderung bei jedem Untersuchungsgang und für jeden Probanden konstant gehalten, so erhält man vergleichbare Druck-Volumen-Diagramme -aufgezeichnet- wiederum als Hysteresisschleife.
Betrachtet man nun die Differenz von Dehnungsvolumen und Entdehnungsvolumen innerhalb identischer Druckpunkte im linearen Bereich der Volumelastizität E', so gibt eine Änderung des Volumendehnungsrückstandes über erfolgte aktive, d.h. das viskös-plastische Verhalten überwindende Änderungen Auskunft.
In vorliegender Arbeit wurde nun die venöse Kapazität immer in Ruhe, die venöse Compliance

exakt in der ersten Minute der körperlichen Belastung ermittelt.
Der aufsteigende Schenkel der Hysteresisschleife wurde in Ruhe, der absteigende am Beginn von Arbeit registriert.
Bei gleichem Druck ist die Steilheit der Tangente an dem aufsteigenden Schenkel jeweils identisch und entspricht dem Volumenelastizitätskoeffizienten E' in Ruhe (E'_R).

Ändert sich die Steilheit der Tangente am absteigenden Schenkel unter Belastung, so entspricht dies eines Änderung des Volumelastizitätskoeffizienten E' am Beginn von Arbeit (E'_A).
Dies wäre bei identischem Druck nur durch unterschiedlichen Kontraktionszustand der Gefäße erklärbar.

Für nicht kontrahierte und kontrahierte Gefäße verläuft die druckabhängige Änderung des Volumelastizitätskoeffizienten unterschiedlich (13,32).

Bei gleichem Ausgangsdruck kann das zugehörige Füllungsvolumen individuell und interindividuell unterschiedlich sein. Auch der Volumelastizitätskoeffizient E' zeigt große interindividuell schwankende Absolutwerte.
Um trotzdem zu vergleichbaren und statistisch auswertbaren Ergebnissen zu kommen, wurde nicht das Dehnungsrückstandsvolumen (Differenz) berechnet, sondern der Quotient aus venöser Kapazität zu venöser Compliance gebildet.
Unter Relativierung der individuellen und interindividuellen Schwankung der Absolutwerte gibt der Quotient über eine Verkleinerung auch

über eine Verringerung des Dehnungsrückstands-volumens (und umgekehrt) Auskunft.
Eine Verkleinerung des Quotienten entspricht somit über eine Änderung von E'_A gegenüber E'_R einer aktiven Kontraktion der Gefäße.
Da zwischen identischen Druckpunkten gemessen wurde, entspricht dies einer aktiven Entspeicherung des untersuchten Gefäßgebiets.

Über die absolute Größe der venösen Kapazität 1o-3o sind in der bearbeiteten Literatur keine Angaben verfügbar. Die Richtigkeit unserer Werte kann überschlagsmäßig durch Intrapolation in Druck-Volumen -Diagramme, die zur Ermittlung der maximalen venösen Kapazität an oberen und unteren Extremitäten erstellt wurden, überprüft werden.
Die Messungen in Ruhe und in den Ruhepausen vor den Arbeitsperioden ergaben für die venöse Kapazität 1o-3o Werte zwischen 1,41 und 1,48 $ml \cdot 1o^{-2} ml$ WG. Signifikante Änderungen oder auch nur tendenzielle Bewegungen nach Oben oder Unten waren nicht festzustellen. Lediglich 5 und 15 Minuten nach Arbeitsende war die venöse Kapazität gegenüber den Ruheausgangswerten mit 1,52 bzw. 1,55 $ml \cdot 1o^{-2} ml$ WG erhöht. Da zu diesem Zeitpunkt die arterielle Durchblutung noch stark erhöht gegenüber den Ruhemessungen gefunden wurde, ist diese Verschiebung zu größeren Volumina der thermo-regulatorischen Strömungsverlangsamung dienlich.

Die Ermittlung der venösen Compliance 25-5 ist vornehmlich im anglo-amerikanischen Schrifttum zur Beurteilung von Änderungen im kapazitiven Gefäßbereich beschrieben. Zwischen 1o und 5 mm

Hg blutig gemessenem Venendruck verläuft die Druckabnahme trotz völliger Entstauung - wahrscheinlich durch die unterschiedliche Elastizität kontrahierter und erschlaffter Gefäße bedingt - nicht immer linear.
Diese Beobachtung mußten wir in Vorversuchen machen. Brooke et.al. (9) beschreibt diese Tatsache ebenfalls.
Um solche Schwierigkeiten zu umgehen, wählten wir den Druckbereich zwischen 3o und 1o mm Hg. Auch in diesem Bereich ist der lineare Anstieg der Volumelastizität gegeben (13).
Vergleicht man nun die von uns gefundenen Werte der venösen Unterarmcompliance mit den Angaben anderer Autoren, so finden wir unter Berücksichtigung unterschiedlichen Bezugs auf Weichteil- resp. Totalvolumen ausreichende Übereinstimmung.

Tabelle 11

Angaben aus der Literatur für die venöse Compliance des Unterarmes

ROBINSON et.al.(26)	1,79 ml•1o^{-2}ml•Δ 25-5 mm Hg^{-1}
BROOKE et.al.(9)	1,74 ml•1o^{-2}ml•Δ 25-5 mm Hg^{-1}
eigene Untersuchung	1,15 ml•1o^{-2}ml WG•Δ 3o-1omm Hg^{-1}

Nach Bildung des Quotienten venöse Kapazität : venöser Compliance fanden wir nahezu identische Werte für die Ruhemessungen R_1 und R_2 ($p > o,2$), was methodisch und theoretisch zu fordern ist.

Durch Erheben der Beine aus der Horizintalen und Anlegen an die Ergometerpedale steigt der Quotient signifikant von 1,27 auf 1,36 ($p < o,o125$)

an. Die Umverteilung von Blutvolumen aus den Beinen in die tieferliegenden Körperpartien, damit auch in die Arme, ist ursächlich verantwortlich.
Der Anstieg des Quotienten entspricht einer Verlagerung von E'_A zu größeren Volumina.
Einer Zunahme des Dehnungsrückstandsvolumens entspricht die Sequestrierung von Blut.
Entsprechendes ist beim Kipptischversuch zu beobachten und beschrieben (25).

Am Beginn der Belastung mit 25 Watt wurde der Quotient in der Größenordnung der Ruheausgangswerte R_1 und R_2 gefunden, gegenüber dem zuletzt gemessenen Wert R_3 war er signifikant ($p < o,o125$) erniedrigt.
Die arterielle Durchblutung war zu diesem Zeitpunkt noch nicht angestiegen, so daß hier eine eigenständige aktive Entspeicherung aus dem kapazitiven Gefäßgebiet zur Erhöhung des Rechtsherzangebots anzunehmen ist.
Am Beginn der Belastung mit 5o Watt sinkt der Quotient weiter ab. Er ist signifikant niedriger als bei 25 Watt ($p < o,o125$), aber auch gegenüber den Werten bei R_1, R_2 und R_3.
Eine weitere Entspeicherung von Volumen ist anzunehmen.
Am Beginn der Belastung mit 75, 1oo und 125 Watt sank der Quotient weiter ab; die Abnahme war gegenüber der jeweils nächstniedrigeren Belastungsstufe nicht mehr signifikant, nur noch tendenziell feststellbar.
Signifikant ist der Quotient aber im Vergleich mit den Ruheausgangswerten erniedrigt.

Die arterielle Durchblutung steigt bei 5o und 75 Watt Belastung jeweils signifikant, bei 1oo und 125 Watt noch tendenziell gegenüber der nächstniedrigeren Belastungsstufe an.
Rein druck-passives Verhalten des kapazitiven Gefäßsystem vorausgesetzt, würde durch arteriell vermehrt zuströmendes Volumen der Gefäßquerschnitt erweitert. Da nach der Kontinuitätsgleichung (16) die mittlere Strömungsgeschwindigkeit dem Gesamtquerschnitt umgekehrt proportinal ist, würde die herzwärts gerichtete Strömungsgeschwindigkeit abnehmen. Eine solche Abnahme ist jedoch mit den hämodynamischen Erfordernissen (rechtsventrikulärer Füllungsdruck) eines z.B. bei körperlicher Arbeit angestiegenen Herz-Minuten-Volumen unvereinbar.
Im nicht arbeitenden Extremitätensegment ist das in vorliegender Arbeit nachgewiesene Absinken (d.i. Verkleinerung) des Quotienten venöse Compliance : venöser Kapazität bei gleichzeitig ansteigender arterieller Durchblutung ab 5o Watt Belastung als gefäßquerschnittsverkleinernde Anpassungsreaktion des kapazitiven Gefäßsystems zur Erhöhung der herzwärts gerichteten Blutströmung aufzufassen.
5 und 15 Minuten nach Belastungsende fand sich der Quotient gegenüber 75 Watt (Frauen) und 125 Watt (Männer) signifikant größer und liegt in der Größenordnung des Ruheausgangswertes.
Dieser Anstieg des Quotienten bei noch deutlich erhöht gefundenem arteriellen Einstrom entspricht einer Verlagerung zu größeren Volumina und damit einer Sequestrierung von Blut. Dieser Vorgang dürfte nach Beendigung der Arbeit der Strömungsverlangsamung und damit thermoregulatorischen Erfordernissen entsprechen.

Die gefundene langanhaltende Erhöhung der arteriellen Durchblutung 5 und 15 Minuten nach Beendigung der Tretarbeit ist mit der von Muth et.al. (21) an der Hand kalorimetrisch gefundenen maximal gesteigerten Wärmeabgabe auch über 1o Minuten nach Beendigung von Beinkurbelarbeit in Einklang zu bringen.
Ausgehend von dieser Erkenntnis ist eben die vorstehend gegebene Interpretation unserer Ergebnisse mit zunehmender Belastung einzuschränken. Auch in den Intervallpausen sind thermoregulationsbedingte hämodynamische Umstellungen denkbar und bei zunehmender Belastung wahrscheinlich.
Auch wenn größere Volumenverschiebungen im Unterarmsegment durch entsprechendes Ansteigen oder Abfallen der auch zwischen den Messungen kontinuierlich registrierten Linie des Grundvolumens erkennbar wären, ist die exakte und differenzierte Interpretation der von uns gewonnenen Ergebnisse nur durch simultane Bestimmung der absoluten Grundvolumina möglich.
Bei dem von Witzleb eingeführten Verfahren der Verschlußtonographie (35) ist das Grundvolumen konstant und bestimmbar, läßt jedoch nur Rückschlüsse auf die nerval übermittelten Veränderungen am kapazitiven Gefäßbett zu.
Die plethysmographische, hier angewandte Methode in Verbindung mit Isotopen bzw. isotopen markierten Erythrocyten wäre eine denkbare Möglichkeit.
Dies war jedoch in vorliegender Arbeit nicht möglich.

V) Zusammenfassung

Bei 2o herz- und kreislaufgesunden Probanden beiderlei Geschlechts im Alter von 23 bis 42 Jahren wurde bei konstanten klimatischen Umgebungsverhältnissen während intervallartig gesteigerter Tretarbeit an einem Fahrradergometer im Liegen am linken Unterarm mit Hilfe des Luftsegmentplethysmographen nach BARBEY und BARBEY die arterielle Durchblutung, die venöse Kapazität 1o-3o und die venöse Compliance 3o-1o ermittelt.
Die arterielle Durchblutung war unter Belastung mit 25 Watt gegenüber der Ruhedurchblutung unverändert. Bei 5o und 75 Watt war jeweils ein signifikanter Anstieg feststellbar, der sich tendenziell bei 1oo und 125 Watt fortsetzte. Auch 5 und 15 Minuten nach Beendigung der Tretarbeit war die Durchblutung gegenüber dem Ruheausgangswert signifikant höher.
Die venöse Kapazität 1o-3o wurde in Ruhe, nach Anheben der Beine auf die Fahrradpedale und in den letzten Minuten der intervallmäßigen Ruhepausen bestimmt.
Die venöse Compliance 3o-1o wurde in den ersten 4o Sekunden jeder Belastungsstufe sowie vor und nach Ende der Belastung ermittelt.
Die Bildung des Quotienten venöse Kapazität : venöser Compliance relativiert die individuelle und interindividuelle Streuung der Absolutwerte und führt zu statistisch verwertbaren Ergebnissen.
Die Änderung des Quotienten erlaubt Rückschlüsse auf Entspeicherung oder Sequestrierung von

Blutvolumen.
Die aktive Entspeicherung von Blutvolumen am Beginn der Tretarbeit aus dem nicht arbeitenden linken Unterarmsegment wird nachgewiesen.
Die bei 25 und 5o Watt signifikante Verkleinerung des Quotienten bei unverändertem bzw. signifikant angestiegenem arteriellem Einstrom wird als gefäßquerschnittsverkleinerde Anpassungsreaktion zur Erhöhung der herzwärts gerichteten Blutströmung gedeutet. Eine weitere Verkleinerung des Quotienten ist bei 75, 1oo und 125 Watt nur noch tendenziell nachweisbar.
Das Wiederansteigen des Quotienten 5 und 15 Minuten nach Arbeitsende auf den Ruheausgangswert bei gleichzeitig noch deutlich über dem Ruhewert liegendem arteriellen Zustrom dient der Sequestrierung von Blut. Die gleichzeitige Strömungsverlangsamung entspricht den thermoregulatorischen Erfordernissen nach Arbeitsende.

VI) Literaturverzeichnis

(1) Barbey,K., Barbey,P.
Ein neuer Plethysmograph zur Messung der Extremitätendurchblutung
Zschr. f. Kreislauff. 52, 1129 (1963)

(2) Barbey,K., Barbey,P.
Venentonus, Venenkapazität und ihre Messung
Med.Welt 727 (1965)

(3) Barkroft,H., Swan, H.J.
Sympatetic control of human blood vessels
Verlag Edward Arnold & Co., London (1952)

(4) Bevegård,B.St., Shepherd,J.T.
Reaction in man of resistance and capacity vessels in forearm and hand to leg exercise
J.appl. Physiol. 21, 123-132 (1966)

(5) Bevegård,B.St., Shepherd,I.T.
Changes in tone of limb veins during supine exercise
J.appl. Physiol. 2o, 1-8 (1965)

(6) Bishop,J.M., Donald,K.W., Taylor, S.H., Wormald,P.N.
The blood flow in the human arm during supine leg exercise
J. physiol. 137, 294-3o8 (1957)

(7) Blair,D.A., Glover,W.E., Roddie,I.C.
Vasomotor responses in the human arm during leg exercise
Circulation Res. 9, 264 (1961)

(8) Bollinger,A.
Durchblutungsmessungen in der klinischen Angiologie
Verlag Hans Huber, Bern und Stuttgart (1969)

(9) Brooke, O.G., Robinson, B.F.,
Effect of Ergotamine and Ergometrine on forearm venous compliance in man
Brit.Med.J. 1, 139-142 (197o)

(1o) Bub, I.
Normwerte der Durchblutung und venösen Kapazität des Fußes
Inaugural-Dissertation, Tübingen (1965)

(11) Caesar, K., Bader, K., Jeschke, D.
Entstehung und Rückbildung von Veränderungen in der Extremitätendurchblutung während und nach einer Trainingsperiode
Med.Welt 23, 111o - 1114 (1972)

(12) Drappatz, B., Witzleb, E.
Unterschiedliche Reaktionen von Widerstands- und Kapazitätsgefäßen der Haut an den Armen bei Beinmuskelarbeit bis zur Erschöpfung
Int. Z. angew. Physiol. 28, 321 - 331 (197o)

(13) Gauer, O.H.
Kreislauf des Blutes
in: Physiologie des Menschen Bd. 3 'Herz und Kreislauf' hrsg. v. Gauer, O.H., Kramer, K., Jung, R.
Verlag Urban und Schwarzenberg, München,Berlin, Wien (1972)

(14) Hanke, D., Schlepper, M., Westermann, K., Witzleb, E.
Venentonus, Haut- und Muskeldurchblutung an Unterarm und Hand bei Beinarbeit
Pflügers Arch. 3o9, 115-127 (1969)

(15) Hollmann, W.
Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung
Verlag Dr. Steinkopf, Darmstadt (1959)

(16) Keidel, W.D. (hrsg.)
Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie
Thieme Verlag, Stuttgart (197o)

(17) König, K., Reindell, H., Musshoff, K., Rosskamm, H., Kessler, M.
Das Herzvolumen und die körperliche Leistungsfähigkeit bei 2o- bis 6o-jährigen gesunden Männern
Arch.f.Kreislauff. 35, 37-67 (1961)

(18) Krug, H., Schlicher, L.
Dynamik des venösen Rückstroms
VEB Leipzig (1963)

(19) Lutz,J., Biester, J.
Comparison of veno-vasomotoric reactions in the abdominal circulatory systems of intestine, stomach, spleen, liver and of the kidney
in: Vascular Smooth Muscle, hrsg. Betz, E.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1972)

(2o) Mellerowicz, H., Meller, W.
Training
Heidelberger Taschenbuch Bd. 111
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1972)

(21) Muth, H.A.V., Wormald, P.N., Bishop, J.M., Donald, K.W.
Further Studies of Blood Flow in the Resting Arm during Supine Leg Exercise
Clin. Sci. 17, 6o3-61o (1958)

(22) Patterson, G.C., Greenfield, A.D.M.
The effect of small degree of venous distension on the apparent rate of blood inflow to the forearm
J. of Physiol. 125, 525 (1954)

(23) Patterson, G.C., Shepherd, J.T.
The blood flow in human forearm following venous congestion
J. of. Physiol. 125, 5o1 (1954)

(24) Pauachinger, P., Rieckert, H.
Eine Methode zur fortlaufenden Registrierung der Druck-Volumenschleife am Menschen
Ärztl. Forsch. 22, 181 (1968)

(25) Rieckert, H.
Die Hämodynamik des venösen Rückflusses aus der unteren Extremität
Arch. f. Kreislauff. 62, 293 - 318 (197o)

(26) Robinson, B.F., Wilson, A.G.
Effect on forearm Arteries and veins of attenuation of the cardiac response to leg exercise
Clin.Sci. 35, 143-152, (1968)

(27) Rowell, L.B.
Distribution of cardiac output during exercise and the effect of training
in: Coronary Heart Disease and Physical Fitness, ed. by Larsen, O.A., Malmborg, R.O.S. Scan.Univ.Books, Munksgaard (197o)

(28) Sharpey-Schafer, E.P.,
Venous tone: Effects of reflex changes, humoral agents and exercise
Brit.med.Bull. Vol.19, 2, 145-148 (1963)

(29) Shepperd, J.T.
Reflex controls of resistance and capacity vessels during exercise
in: Coronary Heart Disease and Physical Fitness, a.a.O.

(3o) Sjöstrand, T.
Volume and distribution of blood and their significance in regulating the circulation
Physiol. Rev. 33, 2o2-228 (1953)

(31) Steinle, H.
Plethysmographische Messung der Extremitätendurchblutung bei kreislaufgesunden Versuchspersonen
Inaugural-Dissertation, Tübingen (1965)

(32) Tschirdewahn, B., Bienmüller, H.
Veränderungen der Druck-Volumen-Beziehung im Bereich der unteren Extremität unter Katecholamineinfluß
Zeitschr. f. Kreislauff. 7, 653-662 (1972)

(33) Witzleb, E.
Über den Venentonus
Med.Welt 35, 1843-1847 (1966)

(34) Witzleb, E.
Venous tone and regulation of the circulation
in: Les concepts de Claude Bernard sur le Milieu interieur
Verlag Masson & Cie., Paris (1967)

(35) Witzleb, E., Freund, H., Schlepper, M.
Über die Verschlußtonographie, ein Verfahren zur Registrierung venomotorischer Reaktionen
Zeitschr. f. Kreislauff. 5o, 975-979 (1961)

Für die Überlassung des Themas, die Unterstützung bei der Durchführung und Abfassung meiner Doktorarbeit bin ich Herrn Dr.med. B. Tschirdewahn zu großem Dank verpflichtet.

LEBENSLAUF

Am 29. August 1949 wurde ich, Bernhard Obele, als Sohn des Lehrers Rudolf Obele und seiner Ehefrau Maria Obele, geb. Hinderberger, in Stuttgart-Bad Cannstatt geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Grundschule in Stuttgart-Rot, von 1960 bis 1968 das humanistische Karlsgymnasium in Stuttgart, wo ich am 30.5.1968 das Abitur ablegte.

Vom Wintersemester 1968/69 studierte ich ohne Unterbrechung bis zum Sommersemester 1974 Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.

Am 30.9.69 bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung und am 26.3.71 die ärztliche Vorprüfung. Mit dem medizinischen Staatsexamen schloß ich am 12.8.74 mein Studium ab.

Vom 1.9.74 bis zum 31.8.75 war ich als Medizinalassistent am Städt. Krankenhaus Bad Wimpfen, am Kreiskrankenhaus in Reutlingen und am Kreiskrankenhaus Bad Mergentheim tätig.

Seit der Approbation als Arzt am 2.9.75 bin ich als Assistenzarzt in der Weiterbildung zum Arzt für Chirurgie am Kreiskrankenhaus Bad Mergentheim tätig.